

日 本 国 特 許 庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日

Date of Application:

1999年12月27日

出 願 番 号

Application Number:

平成11年特許願第370613号

出 願 人

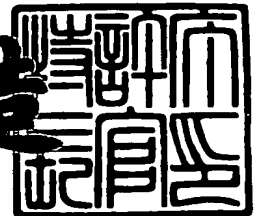
Applicant (s):

セイコーインスツルメンツ株式会社

2000年12月15日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及川耕造



出証番号 出証特2000-3105084

【書類名】 特許願

【整理番号】 99000812

【提出日】 平成11年12月27日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 8/06
G01F 1/66103

【発明者】

【住所又は居所】 千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 株式会社エスアイアイ・アールディセンター内

【氏名】 村松 博之

【発明者】

【住所又は居所】 千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 株式会社エスアイアイ・アールディセンター内

【氏名】 新荻 正隆

【発明者】

【住所又は居所】 千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 セイコーインスツルメンツ株式会社内

【氏名】 小田切 博之

【特許出願人】

【識別番号】 000002325

【氏名又は名称】 セイコーインスツルメンツ株式会社

【代表者】 服部 純一

【代理人】

【識別番号】 100096286

【弁理士】

【氏名又は名称】 林 敬之助

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008246

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9003012

【プルーフの要否】 不要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 脈検出装置、及びその製造方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 入力された駆動信号に応じて生体内に超音波を送信する、または、超音波が生体の血流によって反射した反射波を受信する圧電素子と、前記圧電素子が一方の表面に設けられた基板と、を備えるとともに、前記基板が、前記表面の裏側の他面で生体と接することを特徴とする脈検出装置。

【請求項 2】 入力された駆動電氣的信号に従って励振して超音波を発生し、該超音波を生体内に送信する送信用圧電素子と、

生体内に送信された超音波が生体の血流によって反射した反射波を受信して電氣的信号に変換する受信用圧電素子と、

前記送信用圧電素子が発生した超音波と、前記受信用圧電素子を受信した反射波とから脈を検出する検出部と、

前記送信用圧電素子と前記受信用圧電素子の双方を一面上に固定載置するとともに、他面で生体に接する送受信基板と、を備えることを特徴とする脈検出装置。

【請求項 3】 前記送受信基板の音響インピーダンスが、各圧電素子の音響インピーダンスと、前記生体の音響インピーダンスと、の間の値であることを特徴とする請求項 2 に記載の脈検出装置。

【請求項 4】 前記送受信基板は、前記送信用圧電素子が発生する超音波の波長の略 4 分の 1 の厚みを有するガラス基板であることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の脈検出装置。

【請求項 5】 前記送受信基板は、他面に樹脂層を備えることを特徴とする請求項 2 から 4 の何れかに記載の脈検出装置。

【請求項 6】 前記樹脂層がエポキシ系樹脂からなることを特徴とする請求項 5 に記載の脈検出装置。

【請求項 7】 前記樹脂層がシリコン系樹脂からなることを特徴とする請求項 5 に記載の脈検出装置。

【請求項 8】 前記送受信基板の一部に溝が設けられるとともに、前記送信用圧電素子と前記受信用圧電素子がこの溝を挟んで前記送受信基板に配置されたことを特徴とする請求項 2 から 7 の何れかに記載の脈検出装置。

【請求項 9】 前記送受信基板を分割し、分割した一方の送受信基板に送信用圧電素子を配置し、他方の送受信基板に受信用圧電素子を配置したことを特徴とする請求項 2 から 7 の何れかに記載の脈検出装置。

【請求項 10】 前記送受信基板は、その一面に対して他面が斜めに形成されことを特徴とする請求項 2 から 9 の何れかに記載の脈検出装置。

【請求項 11】 送受信基板上に位置する送信用圧電素子及び受信用圧電素子を支持する支持基板を備えることを特徴とする請求項 2 記載の脈検出装置。

【請求項 12】 前記送信用圧電素子または前記受信用圧電素子は、前記送受信基板に金属間結合によって接合されたことを特徴とする請求項 2 記載の脈検出装置。

【請求項 13】 送受信基板に配線用の金属膜を、送信用圧電素子及び受信用圧電素子に電極用の金属膜を、それぞれ形成する工程と、

前記送信用圧電素子及び受信用圧電素子を、前記金属膜が重なるように前記送受信基板上に載置し、前記金属膜間を金属間結合を用いて接合することにより、前記送受信基板上に送信用圧電素子及び受信用圧電素子を固定するとともにこれらを導通させる工程と、を備えることを特徴とする脈検出装置の製造方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、圧電素子を使用した脈検出装置と、その製造方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

生体の脈には、病気の診断において重要な情報が含まれており、近年、病院等の医療施設において、患者の腕に携帯型脈検出装置を装着させて、この携帯型脈検出装置から送信された患者の脈検出データを病院側で受信し、患者の状態を把握するシステムが検討されている。圧電素子は、脈検出装置の小型化・軽量化に

有効であり、上述したシステムに適用することもふまえ、圧電素子を使用した脈検出装置の開発が進められている。

【0003】

図13は、従来における圧電素子を使用した脈検出装置100を示す図である。図13に示すように、脈検出装置100は、2つの圧電素子110、120を樹脂130（またはゲル）の中に埋め込み固定したものである。ここで、各圧電素子110、120の厚み方向の両面には、金属性の電極が形成される（図示省略）。また、圧電素子110の両電極には、駆動電圧印加用のプローブ（端子、引き出し線等）が接続され、圧電素子120の上下電極には、電圧信号出力用のプローブ（図示省略）が接続される。

【0004】

そして、病院の診察時に、この脈検出装置100を使用して、患者の脈を検出している。詳細には、圧電素子110の両電極に駆動用の電圧を印加すると、圧電素子110は励振して超音波を発生し、該超音波は樹脂130を介して生体内に送信される。生体内に送信された超音波は、生体の血流によって反射し、この反射した超音波は、樹脂130を介して圧電素子120によって受信される。

【0005】

この時、圧電素子110が送信した超音波と、圧電素子120が受信した超音波には、血流のドップラ効果によって周波数変化が生じる。また、血流の速度は、脈と同期して変化するため、この超音波の周波数変化によって、生体の脈が検出される。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、圧電素子を利用した脈検出装置において、超音波の受信感度を良くするために、超音波送信用の圧電素子110と、超音波受信用の圧電素子120と、を精度良く配置する必要がある。

【0007】

しかしながら、上述した脈検出装置100は、2つの圧電素子110、120を所定位置に配置した後、樹脂130を流し込んで製造していたため、樹脂を流

し込む際にこれら圧電素子の配置位置及び配置角度がずれる可能性があり、精度良く圧電素子を配置することが難しいという問題があった。

そのため、従来の脈検出装置 1 0 0 には、品質のばらつきが生じる可能性があった。

【 0 0 0 8 】

そこで、本発明は、超音波送信用の圧電素子と超音波受信用の圧電素子とを精度良く配置することで、品質のばらつきが生じにくい脈検出装置、及びその製造方法を提供することを目的とする。

また、脈検出装置において脈の検出感度を向上させることも目的とする。

【 0 0 0 9 】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するため、本発明による脈検出装置は、入力された駆動電氣的信号に従って励振して超音波を発生し、該超音波を生体内に送信する送信用圧電素子（例えば、図 4 に示す送信用圧電素子 4 1）と、生体内に送信された超音波が生体の血流によって反射した反射波を受信して電氣的信号に変換する受信用圧電素子（例えば、図 4 に示す受信用圧電素子 4 2）と、前記送信用圧電素子が発生した超音波と、前記受信用圧電素子を受信した反射波から脈を検出する検出部（例えば、図 3 に示す処理演算部 3 1）と、一面上に前記送信用圧電素子と前記受信用圧電素子の双方を固定載置し、他面で生体に接する送受信基板（例えば、図 4 に示す送受信基板 4 3）を備えた構成とした。

【 0 0 1 0 】

この構成によれば、送信用圧電素子及び受信用圧電素子の双方は、送受信基板上に載置固定されるため、これら圧電素子を精度良く設計通りに配置することができる。

また、送信用圧電素子が発生した超音波は、送受信基板を介して生体内に送信され、また、生体の血流による反射波も、送受信基板を介して生体から受信用圧電素子に伝達するので、機能上問題は生じない。

したがって、本発明の構成によれば、品質にばらつきが生じにくい脈検出装置を提供することができ、また、脈の検出感度を向上させることができる。

【0011】

さらに、送受信基板の音響インピーダンスを、各圧電素子の音響インピーダンスと、前記生体の音響インピーダンスと、の間の値とすることとした。

このように、送受信基板の音響インピーダンスを、各圧電素子の音響インピーダンスと、生体の音響インピーダンスと、の間の値に設定することによって、送信用圧電素子が発生した超音波を、送受信基板と生体との界面で反射させずに効率良く生体に送信することができ、生体の脈による反射波を前記界面で反射させずに感度良く受信用圧電素子で受信することができる。

【0012】

さらに、送受信基板を、送信用圧電素子が発生する超音波の波長の略4分の1の厚みを有するガラス基板とすることによって、ガラス基板と生体との界面において超音波の反射を低減させることができ、生体内に超音波を効率良く送信することができ、受信用圧電素子により反射波を感度良く受信することができる。

【0013】

さらに、送受信基板の他面に樹脂層（例えば、図8に示す樹脂層49）を備える構成とした。樹脂層を設けることにより、生体に接する面の特性をその用途に応じて最適に調整することが可能になる。

【0014】

例えば、樹脂層にエポキシ系樹脂を用いることで、エポキシ系樹脂の音響インピーダンスは、送受信基板の音響インピーダンスと、生体の音響インピーダンスとの間の値であるため、送受信基板と生体との界面において超音波の反射を更に低減させることができ、超音波の伝搬を効率良く行うことができる。

【0015】

また、例えば、樹脂層にシリコン系樹脂を用いることで、送受信基板と生体との密着性が向上する。したがって、送受信基板と生体との界面において、空気の混入が減少するため超音波の振動の減衰が少なくなり、効率良く超音波を伝搬することができる。また、シリコン系樹脂は、生体との適合性が良く、生体の皮膚に密着させても影響が少ない。

【0016】

また、送受信基板の一部に溝（例えば、図 9 に示す溝部 5 0 a）を設け、この溝を挟んで送信用圧電素子と受信用圧電素子とを配置する構成とした。

この構成によれば、送信用圧電素子で発生した超音波は、送受信基板上の送信用圧電素子と受信用圧電素子との間の溝で反射、減衰するため、該超音波が送受信基板内を伝わって受信用圧電素子により直接受信される可能性が低くなる。このため、ノイズを低減させることができ、脈検出装置の信頼性を向上させることができる。

【 0 0 1 7 】

あるいは、送受信基板を分割し、分割した一方の送受信基板（例えば、図 1 0 に示す送受信基板 5 1）に送信用圧電素子を配置し、他方の送受信基板（例えば、図 1 0 に示す送受信基板 5 2）に受信用圧電素子を配置してもよい。この場合、送信用圧電素子で発生した超音波は、受信用圧電素子に直接伝わらない。したがって、ノイズを低減させることができ、脈検出装置の信頼性を向上させることができる。

【 0 0 1 8 】

また、送受信基板（例えば、図 1 1 に示す送受信基板 5 3）の他面をその一面に対して斜めに形成した。例えば、送受信基板の他面と一面とを平行な面ではなく、すなわち、テーパ形状にした。これにより、生体の血流のドップラ効果が大きくなり、送信用圧電素子で発生する超音波と、受信用圧電素子で受信される反射波と、の周波数変化が大きくなる。したがって、脈検出装置における脈の検出強度が向上する。

【 0 0 1 9 】

また、送受信基板上に位置する送信用圧電素子及び受信用圧電素子を支持する支持基板（例えば、図 4 に示す支持基板 4 4）を備えることとした。

このように、支持基板を備えることによって、外部からの衝撃に対する脈検出装置の強度が向上し耐久性が向上する。

また、脈検出装置 1 に備えた支持基板 4 4 によって、超音波を防ぐことができる。

【 0 0 2 0 】

また、検出部によって検出された脈を表示する表示部を備える構成としてもよい。

【 0 0 2 1 】

また、手首に当該脈検出装置を装着するためのベルト（例えば、図 1 に示すバンド 5）を備える構成とすることによって、生体が脈検出装置を容易に携帯することができる。

【 0 0 2 2 】

また、送信用圧電素子または／及び受信用圧電素子と、送受信基板とが、金属間結合によって接合されることとした。

金属間結合とは、2つの金属が互いに接した状態で加圧、加熱することによって、金属原子の熱拡散を相互金属間で発生させて、2つの金属を接合させる方法である。

このように構成された脈検出装置によれば、送信用圧電素子及び受信用圧電素子と、送受信基板とは、金属間結合によって接合するため、接着剤を用いて接合した場合と比較して、接合界面において超音波の減衰が少なく、効率良く超音波を伝搬させることができる。

【 0 0 2 3 】

さらに、本発明の脈検出装置の製造方法は、送受信基板の一面に配線用の金属膜を、送信用圧電素子及び受信用圧電素子に電極用の金属膜を、それぞれ形成した後、前記送受信基板の一面上に、前記送信用圧電素子及び受信用圧電素子を、前記金属膜が重なるように載置し、前記金属膜間を金属間結合を用いて接合して、前記送受信基板上に送信用圧電素子及び受信用圧電素子を固定するとともにこれらを導通させる工程とした。

【 0 0 2 4 】

【発明の実施の形態】

本発明の実施形態によれば、入力された駆動電氣的信号に応じて生体内に超音波を送信する、または、超音波が生体の血流によって反射した反射波を受信する圧電素子が、基板上の一方の表面に設けられるとともに、その表面の裏側の他面で生体に接する構成の脈検出装置とした。

このような構成の脈検出装置によれば、圧電素子が基板上に載置固定されるため、これら圧電素子を精度良く設計通りに配置することができる。したがって、本発明の構成によれば、品質にばらつきが生じにくく、また、脈の検出感度を向上させることができる。

さらに、圧電素子と基板は、それぞれの表面に設けられた電極によって金属間結合により結合されたこととした。また、基板の音響インピーダンスを圧電素子の音響インピーダンスと生体の音響インピーダンスとの間の値に設定した。また、基板の厚みを圧電素子が発生する超音波の波長の略4分の1とした。また、他面に樹脂層を備えることとした。また、基板上に設けられた圧電素子を支持する支持基板を備え、圧電素子を基板と支持基板で挟んだ構成とした。詳細は以下の実施例において述べる。

【0025】

【実施例】

以下に、図1～図12を参照して本発明の一実施例である脈検出装置1、及びその製造方法について詳細に説明する。

【0026】

先ず、図1～図2を参照して、脈検出装置1の外観について説明する。

図1は、本発明を適用した脈検出装置1の外観上の構成を示す側面図であり、図2は、図1に示した脈検出装置1を生体2（腕）に装着した状態を示す図である。

【0027】

図1に示すように、脈検出装置1は、処理部3、測定部4、バンド5、及び止め金具6によって概略構成されており、図2に示すように、脈検出装置1は、生体2に装着することにより常時携帯可能である。ここで、処理部3及び測定部4は、バンド5に取り付けられており、バンド5及び止め金具6によって生体2（図中の破線部）に装着される。この時、測定部4は、生体2の橈骨（とうこつ）動脈あるいは尺骨動脈付近（図示省略）に当接される。また、図示しないが、処理部3と測定部4は導線により接続されており、この導線を介して処理部3から駆動用電圧信号が測定部4に入力され、測定部4で測定された電圧信号が処理部

3に入力される。

【0028】

次に、図3を参照して脈検出装置1の処理部3について説明する。図3は、処理部3の内部構成と、処理部3と測定部4の接続状態を示すブロック図である。図3に示すように、処理部3は、処理演算部31、駆動回路32、及び表示部33によって概略構成されている。

【0029】

処理演算部31は、内部に備えた記憶領域（図示省略）に記憶されている処理プログラムを実行することによって、脈の検出に関する各種処理を実行し、その処理結果を表示部33に表示する。

処理演算部31は、脈測定時に、駆動回路32から測定部4の送信用圧電素子41（詳細は後述）に特定の駆動用電圧信号を出力させる。

また、処理演算部31は、送信用圧電素子41から発せられた超音波の周波数と、受信用圧電素子42で受信され血流のドップラ効果により変化した超音波の周波数と、を比較して脈を検出する。

【0030】

駆動回路32は、処理演算部31の指示に従って、特定の駆動用電圧信号を測定部4の送信用圧電素子41に出力する。

表示部33は、液晶表示画面等によって構成されており、処理演算部31から入力される脈検出結果等を表示する。

【0031】

次に、図4、図5を参照して、脈検出装置1の測定部4について説明する。図4は、測定部4の構成を示す概要図であり、図5は、測定部4の断面構成を示す図である。

図4に示すように、測定部4は、送信用圧電素子41、受信用圧電素子42、送受信基板43、支持基板44によって概略構成されている。

【0032】

ここで、送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42の厚み方向の両面には、それぞれ電極45、45と電極46、46が形成されている。また、送受信基板

4 3 の一面 4 3 a には、電極 4 7 a, 4 7 b が形成され、支持基板 4 4 の一面 4 4 a には、電極 4 8 a, 4 8 b が形成されている。ここで、電極 4 5, 4 6, 4 7 a, 4 7 b, 4 8 a, 4 8 b は、Au, Pt 等の金属膜であり、蒸着等の方法によって形成される。

【 0 0 3 3 】

そして、図 5 に示すように、送受信基板 4 3 の一面 4 3 a 上に送信用圧電素子 4 1 が、電極 4 5 と電極 4 7 a が重なるように載置固定され、送受信基板 4 3 上に受信用圧電素子 4 2 が、電極 4 6 と電極 4 7 b が重なるように載置固定されている。更に、両圧電素子 4 1, 4 2 を押さえるために、支持基板 4 4 が、送信用圧電素子 4 1 の電極 4 5 と電極 4 8 a が重なり、受信用圧電素子 4 2 の電極 4 6 と電極 4 8 b が重なるように載置固定されている。そして、これらの重なり合った電極は、互いに導通している。

尚、送信用圧電素子 4 1 と受信用圧電素子 4 2 に、同一の圧電素子を使用してもよい。また、これら圧電素子 4 1, 4 2 の形状については任意であり、送信用と受信用に形状の異なる圧電素子を使用してもよい。

また、図 4 及び図 5 に示した測定部 4 の製造方法については、後述する。

【 0 0 3 4 】

また、送信用圧電素子 4 1 は、その両電極 4 5, 4 5 が処理部 3 の駆動回路 3 2 と導線によって接続されている。そして、送信用圧電素子 4 1 の両電極 4 5, 4 5 に、駆動回路 3 2 から特定の駆動用電圧信号が印加されると、送信用圧電素子 4 1 は、励振して特定周波数の超音波を発生し、生体内（図 6 の 2 参照）に送信する。

受信用圧電素子 4 2 は、その両電極 4 6, 4 6 が処理部 3 の処理演算部 3 1 と導線によって接続されている。受信用圧電素子 4 2 は、生体から超音波を受信すると、この超音波を電圧信号に変換し、処理部 3 の処理演算部 3 1 に出力する。

送受信基板 4 3 は、その一面 4 3 a 上に、送信用圧電素子 4 1 及び受信用圧電素子 4 2 を配置し、他面 4 3 b は生体に接するガラス基板等である。

【 0 0 3 5 】

ここで、送受信基板 4 3 を介して生体と各圧電素子 4 1, 4 2 との間で効率良

く超音波を伝搬するためには、送受信基板 43 の音響インピーダンスを、生体の音響インピーダンス Z_1 と圧電素子の音響インピーダンス Z_c との間の値にする必要がある。音響インピーダンスとは、音波の伝搬のしやすさを示す値であり、その値はヤング率や密度によって変化する。

【0036】

そして、図 5 に示す構成を有する測定部 4 において、送受信基板 43 の理想的な音響インピーダンス Z_m は、

$$Z_m = (Z_c \times Z_1)^{1/2} \quad \dots \text{式 (1)}$$

によって示すことができる。そして、式 (1) に、公知である $Z_1 = 1.5 \text{ M (N} \cdot \text{sec/m}^3 \text{)}$ 、 Z_c (PZT を使用) $= 30 \text{ M (N} \cdot \text{sec/m}^3 \text{)}$ を代入すると、 $Z_m = \text{約 } 6.7 \text{ M (N} \cdot \text{sec/m}^3 \text{)}$ となる。

この計算値を基に、本実施の形態では、送受信基板 43 に、音響インピーダンスが約 $10 \text{ M (N} \cdot \text{sec/m}^3 \text{)}$ であるガラス基板を使用している。

【0037】

また、超音波の伝搬について、送受信基板 43 の厚さも重要な要素である。送受信基板 43 の厚さが不適当な場合には、上述の音響インピーダンスと同様に、送受信基板 43 において超音波の反射が起こってしまい、効率良く超音波が伝搬しない。

送受信基板 43 の厚さは、送受信基板 43 が伝搬する超音波の周波数で波長の $1/4$ 程度にするのが好ましい。具体的には、超音波の周波数が 9 MHz (通常、 $2.3 \sim 10 \text{ MHz}$ の超音波を使用する) で、送受信基板 (ガラス基板) 43 における音速が約 5000 m/s の場合、送受信基板 43 の厚さは $140 \mu \text{m}$ 程度にする。

【0038】

次に、図 3 及び図 6 を参照して、脈検出装置 1 における処理部 3 及び測定部 4 の動作について説明する。

まず、生体に脈検出装置 1 を装着すると、図 6 に示すように、測定部 4 が生体 2 (の橈骨 (とうこつ) 動脈あるいは尺骨動脈付近) に当接される。そして、脈の検出時に、図 3 に示す処理演算部 31 は、駆動回路 32 から送信用圧電素子 4

1 の両電極 4 5, 4 5 (図 5 参照) に特定の駆動用電圧信号を出力させる。

【0 0 3 9】

送信用圧電素子 4 1 は、両電極 4 5, 4 5 に入力された駆動用電圧信号に基づいて励振し超音波を発生し、該超音波を送受信基板 4 3 を介して生体 2 (図 6 参照) 内に送信する。生体 2 内に送信された超音波は血流 2 a により反射され、測定部 4 の受信用圧電素子 4 2 により受信される。受信用圧電素子 4 2 は、受信した超音波を電圧信号に変換して、両電極 4 6, 4 6 (図 5 参照) から処理演算部 3 1 に出力する。

【0 0 4 0】

次に、処理演算部 3 1 は、送信用圧電素子 4 1 から送信された超音波の周波数と、受信用圧電素子 4 2 で受信され血流のドップラ効果により変化した超音波の周波数と、を比較して生体の脈を検出する。そして、処理演算部 3 1 は、脈の検出結果を表示部 3 3 に表示する。

このようにして、脈検出装置 1 は、生体の脈を測定・表示する。

【0 0 4 1】

次に、図 7 を参照して、図 4 に示した測定部 4 の製造方法について説明する。図 7 は、測定部 4 の製造方法を示す図であり、図 7 (a) は電極の形成工程を示す図、図 7 (b) は送受信基板 4 3 の一面 4 3 a 上に圧電素子 4 1, 4 2 を接合する工程を示す図である。尚、図 4 に示す測定部 4 の支持基板 4 4 については、ここでは説明を省略する。

【0 0 4 2】

先ず、図 7 (a) に示すように、送信用圧電素子 4 1 の厚み方向の両面に電極 4 5, 4 5 をそれぞれ形成し、受信用圧電素子 4 2 の厚み方向の両面に電極 4 6, 4 6 をそれぞれ形成する。また、送受信基板 4 3 の一面 4 3 a に 2 つの電極 4 7 a, 4 7 b を形成する。ここで、各電極 4 5, 4 6, 4 7 a, 4 7 b は、Au, Pt 等の金属膜であり、蒸着等の方法によってそれぞれ形成される。

【0 0 4 3】

なお、上述したように各圧電素子 4 1, 4 2 にそれぞれ電極を形成するのではなく、予め電極を形成した圧電素子を分割して、電極付きの圧電素子 4 1, 4 2

を作製することも可能である。

【0044】

次に、図7（b）に示すように、送受信基板43の一面43a上に送信用圧電素子41を、送信用圧電素子41の電極45と送受信基板43の電極47aが重なり合うように載置し、更に、送受信基板43の一面43a上に受信用圧電素子42を、受信用圧電素子42の電極46と送受信基板43の電極47bが重なり合うように載置する。

そして、プレス機（図示省略）等によって、上下方向（図7（b）中に矢印で示す）から圧力をかけて、ヒータ（図示省略）等によって加熱する。

【0045】

このように、加圧し、加熱することによって、電極45と電極47aの間と、電極46と電極47bの間で、金属原子の熱拡散が起こり、各電極間が接合される（金属間結合）。よって、各圧電素子41、42が送受信基板43の一面43a上に接合される。

【0046】

以上のように、本実施の形態においては、送受信基板43上に送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42を配置した。

したがって、送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42を送受信基板43上に精度良く配置することができるため、測定部4の品質が安定し、品質のばらつきがない脈検出装置1を提供することができ、また、脈の検出感度を向上させることができる。

【0047】

また、従来のように樹脂に埋め込み固定しないため、送信用圧電素子41及び受信用圧電素子42の両面に容易に電極を形成することができ、各圧電素子41、42から容易に電極を引き出すことができる。

【0048】

また、脈検出装置1に支持基板44を備えることによって、脈検出装置1の強度が向上し、脈検出装置1の耐久性が向上する。また、支持基板44の電極と、各圧電素子41、42の電極とが導通されるため電極の引き出しが更に容易にな

る。

また、脈検出装置 1 に備えた支持基板 44 によって、超音波の漏れを防ぐことができる。

【0049】

また、送受信基板 43 上に、送信用圧電素子 41 と受信用圧電素子 42 とを接合する際に金属間結合を使用したため、接合界面に接着層が形成されず、接合界面における超音波の振動の減衰を低減させることができる。

【0050】

また、本実施の形態の脈検出装置 1 は、通常、脈拍を測定・表示するが、脈波も測定できる。

【0051】

なお、本実施の形態の詳細な部分については、上記実施の形態の内容に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で適宜変更可能である。例えば、本実施の形態では、送受信基板 43 上に送信用圧電素子 41 と受信用圧電素子 42 を金属間結合によって接合させたが、水素結合によって接合させてもよい。ここで、水素結合とは、イオン源を用いて水をイオン化して水酸化物イオン OH^- を生成し、この水酸化物イオン OH^- を送受信基板 43 上に照射した後、送受信基板 43 と各圧電素子 41, 42 を圧接して接合させる方法である。また、送受信基板 43 上に親水基を形成して、この親水基による水素結合で、送受信基板と各圧電素子 41, 42 を接合してもよい。

このように、水素結合により送受信基板 43 と、各圧電素子 41, 42 とを接合することによって、接着剤を用いて接合した場合と比較して、接合界面において超音波の振動の減衰を低減させることができる。

【0052】

また、本実施の形態のように、脈検出装置 1 において処理部 3 と測定部 4 とを離れた構造にするのではなく、1つのモジュールとして構成してもよい。これによって、脈検出装置 1 の部品点数が少なくなり製造コストを抑えることができる。さらに、処理部 3 と測定部 4 の間の配線を簡略化することができる。

【0053】

また、処理部 3 内に通信部等を設けて、脈測定結果を病院内の管理システムに送信する構成にしてもよく、これにより、脈検出装置 1 を装着した患者の状態を常時把握することができる。

【0054】

また、図 4 に示した測定部 4 の構成の変形例について、図 8 ～図 12 を参照して説明する。尚、以下の説明において、図 4 に示した測定部 4 と同一構成部位については、同一の符号を付しており、ここでは説明を省略する。

【0055】

図 8 は、送受信基板 4 3 の他面 4 3 b に樹脂層 4 9 を設けた測定部 4 a の構成を示す図である。

図 8 に示すように、送受信基板 4 3 の他面 4 3 b に樹脂層 4 9 が形成されている。

ここで、樹脂層 4 9 は、エポキシ系樹脂またはシリコン系樹脂からなり、これら使用する樹脂の種類によって、送受信基板 4 3 における生体との接触面（他面 4 3 b）の性質が異なる。

【0056】

例えば、樹脂層 4 9 にエポキシ系樹脂を使用した場合、エポキシ系樹脂の音響インピーダンスは、送受信基板 4 3 の音響インピーダンスと生体の音響インピーダンスとの間の値であるため、生体と送受信基板 4 3 の界面で起こる超音波の反射を更に低減させることができる。したがって、生体と送受信基板 4 3 との間で、効率良く超音波を伝搬させることができる。ここで、樹脂層 4 9 の理想的な音響インピーダンスは、前述の式（1）と同様の式によって算出される。

【0057】

また、樹脂層 4 9 にシリコン系樹脂を用いた場合、シリコン系樹脂は軟質であるため、樹脂層 4 9 によって送受信基板 4 3 と生体との密着性が向上する。したがって、生体と送受信基板 4 3 との間に存在する空気層を低減させることができ、この空気層による超音波の振動の減衰を抑えることができる。また、シリコン系樹脂は、生体との適合性がよく、皮膚に密着させても影響が少ない。

【0058】

なお、基板 43 の他面 43b にエポキシ系樹脂の樹脂層を形成し、更にその上にシリコン系樹脂の樹脂層を形成して 2 層の樹脂層にしてもよく、これにより、超音波の反射、減衰を防ぐことができる。

【0059】

図 9 は、送受信基板 50 上に形成された溝部 50a を挟んで、送信用圧電素子 41 と受信用圧電素子 42 を配置した測定部 4b の構成を示す図である。

図 9 に示すように、送受信基板 50 上に溝部 50a が形成され、この溝部 50a を挟んで送信用圧電素子 41 と、受信用圧電素子 42 とが配置されている。

したがって、脈の検出の際に、送信用圧電素子 41 により発せられた超音波は、送受信基板 50 の溝部 50a によって反射、減衰するため、超音波が送受信基板 50 内を伝わって受信用圧電素子 42 によって直接受信される可能性が低くなり、脈測定ノイズを防止することができる。

なお、溝部 50a の形状については任意であり、例えば、溝部 50a の断面形状が逆三角形であってもよい。

【0060】

図 10 は、分割された送受信基板 51, 52 に、送信用圧電素子 41 と受信用圧電素子 42 をそれぞれ配置した測定部 4c の構成を示す図である。

図 10 に示すように、測定部 4c は、送受信基板 43 (図 3) を 2 つの送受信基板 51, 52 に分割して、送受信基板 51 に送信用圧電素子 41 を配置し、送受信基板 52 に受信用圧電素子 42 を配置した。

したがって、脈検出の際に、送信用圧電素子 41 により発せられた超音波が直接受信用圧電素子 42 に直接伝わることはないため、脈測定ノイズを防止することができる。

【0061】

図 11 は、送受信基板 53 にテーパ形状を有する測定部 4d の構成を示す図である。

図 11 に示すように、測定部 4d の送受信基板 53 は、生体と接する他面 53b にテーパ形状を有している。ここで、送受信基板 53 のテーパ形状は、生体の血流方向に沿って形成されている。

これにより、送信用圧電素子 4 1 から発せられた超音波が生体の脈に対して斜め方向に送信されるため、血流のドップラ効果を得やすく、受信用圧電素子 4 2 による超音波の受信感度が向上する。

【 0 0 6 2 】

図 1 2 は、分割された送受信基板 5 4 と送受信基板 5 5 にそれぞれテーパ形状を有する測定部 4 e の構成を示す図である。

図 1 2 に示すように、測定部 4 e は、送受信基板 4 3 (図 3) を 2 つの送受信基板 5 4, 5 5 に分割して、送受信基板 5 4 の一面 5 4 a 上に送信用圧電素子 4 1 を配置し、送受信基板 5 5 の一面 5 5 a 上に受信用圧電素子 4 2 を配置した。そして、送受信基板 5 4 の他面 5 4 b 及び送受信基板 5 5 の他面 5 5 b をテーパ形状にした。ここで、これらテーパ形状は、生体の血流方向に沿って形成され、且つ各送受信基板 5 4, 5 5 の内側の厚みより外側の厚みの方が大きくなるように形成される。

これにより、送信用圧電素子 4 1 から発せられた超音波を生体の血流付近にフォーカスしやすくなり、生体の血流によって反射された超音波を受信用圧電素子 4 2 によって効率良く受信することができる。

【 0 0 6 3 】

【発明の効果】

以上のように、本発明の脈検出装置によれば、送受信基板上に送信用圧電素子と受信用圧電素子とを設計通りに精度良く配置することができるため、品質にばらつきが生じにくい脈検出装置を提供することができ、また、脈の検出感度を向上させることができる。

【 0 0 6 4 】

さらに、送受信基板の音響インピーダンス、または送受信基板の厚みを制御することによって、送受信基板と生体との界面における超音波の反射を低減させることができ、効率良く超音波を伝搬することができる。

【 0 0 6 5 】

また、脈検出装置の送受信基板に備えた樹脂層によって、送受信基板における生体との接触面の特性を、その用途に応じて最適に調整することができる。

【 0 0 6 6 】

他面に設けられた樹脂層にエポキシ系樹脂を用いることによって、送受信基板と生体との界面において超音波の反射を更に低減させることができ、超音波を効率良く伝搬することができる。

【 0 0 6 7 】

また、他面に設けられた樹脂層にシリコン系樹脂を用いることによって、送受信基板と生体との密着性が向上するため、送受信基板と生体との界面における空気層が減少し、超音波の振動の減衰を抑えることができる。

【 0 0 6 8 】

また、送受信基板に設けられた溝を介して送信用圧電素子と受信用圧電素子が設けられることにより、送信用圧電素子で発せられた超音波を受信用圧電素子が直接受信しないため、ノイズを低減させることができ、脈検出装置の信頼性を向上させることができる。

【 0 0 6 9 】

また、送受信基板の他面がその一面に対して斜めに形成されている。すなわち、送受信基板の他面と一面とを平行な面ではなく、テーパ形状にしたことによって、血流のドップラ効果が大きくなり、脈の検出感度を向上させることができる。

【 0 0 7 0 】

さらに、送受信基板上に位置する送信用圧電素子及び受信用圧電素子を支持する支持基板を設けることにより、外部からの衝撃に対する強度が向上し、また、超音波を防ぐことができる。

また、脈検出装置に備えた表示部によって、生体が脈検出結果を把握することができる。

また、脈検出装置を装着するためのベルトを備えることによって、脈検出装置を容易に携帯することができる。

【 0 0 7 1 】

また、送信用圧電素子または／及び受信用圧電素子と、送受信基板とを、金属間結合によって接合する構成により、接合界面において超音波の減衰が少なく、

効率良く超音波を伝搬させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明を適用した脈検出装置の構成を示す外観図である。

【図 2】

本発明の脈検出装置を生体（腕）に装着した状態を示す外観図である。

【図 3】

処理部の内部構成と、測定部との接続状態を示すブロック図である。

【図 4】

本発明による脈検出装置の測定部の構成を示す図である。

【図 5】

測定部の断面構成を示す図である。

【図 6】

測定部が生体に当接された状態を示す図である。

【図 7】

本発明の測定部の製造方法を示す図であり、（a）は電極の形成工程を示す図

、（b）は送受信基板の一面上に圧電素子を接合する工程を示す図である。

【図 8】

送受信基板の他面に樹脂層を設けた測定部の構成を示す図である。

【図 9】

溝部が形成された送受信基板を有する測定部の構成を示す図である。

【図 1 0】

分割された送受信基板を有する測定部の構成を示す図である。

【図 1 1】

送受信基板にテーパ形状を有する測定部の構成を示す図である。

【図 1 2】

分割された送受信基板のそれぞれにテーパ形状を有する測定部を示す図である

【図 1 3】

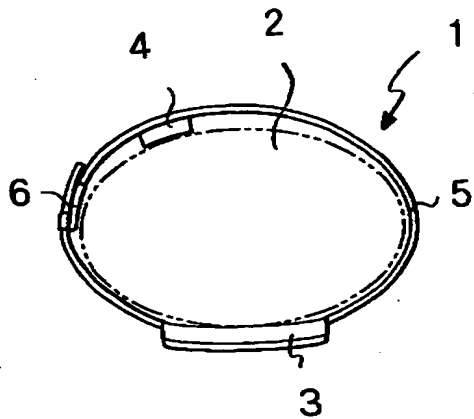
従来の圧電素子を使用した脈検出装置を示す図である。

【符号の説明】

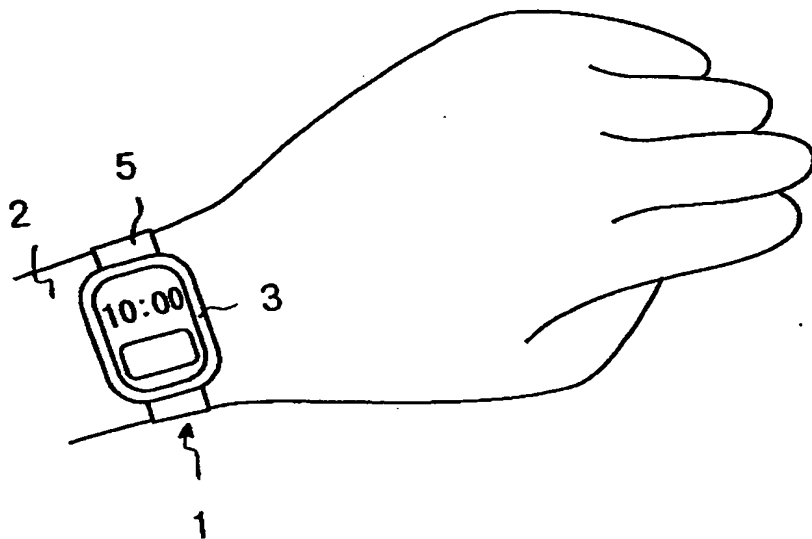
- 1 脈検出装置
- 2 生体
- 2 a 血流
- 3 処理部
- 3 1 処理演算部
- 3 2 駆動回路
- 3 3 表示部
- 4 測定部
- 4 1 送信用圧電素子
- 4 2 受信用圧電素子
- 4 5、4 6 電極
- 4 3、5 0 ~ 5 5 送受信基板
- 4 3 a、5 3 a、5 4 a 一面
- 4 3 b、5 3 b、5 4 b 他面
- 4 7 a、4 7 b 電極
- 5 0 a 溝部
- 4 4 支持基板
- 4 8 a、4 8 b 電極
- 4 9 樹脂層
- 5 バンド
- 6 止め金具

【書類名】 図面

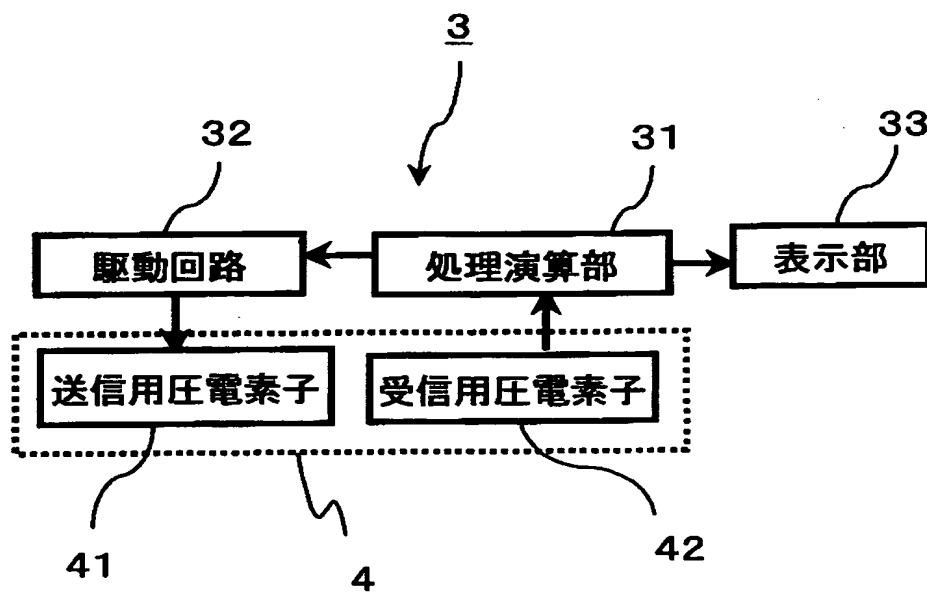
【図1】



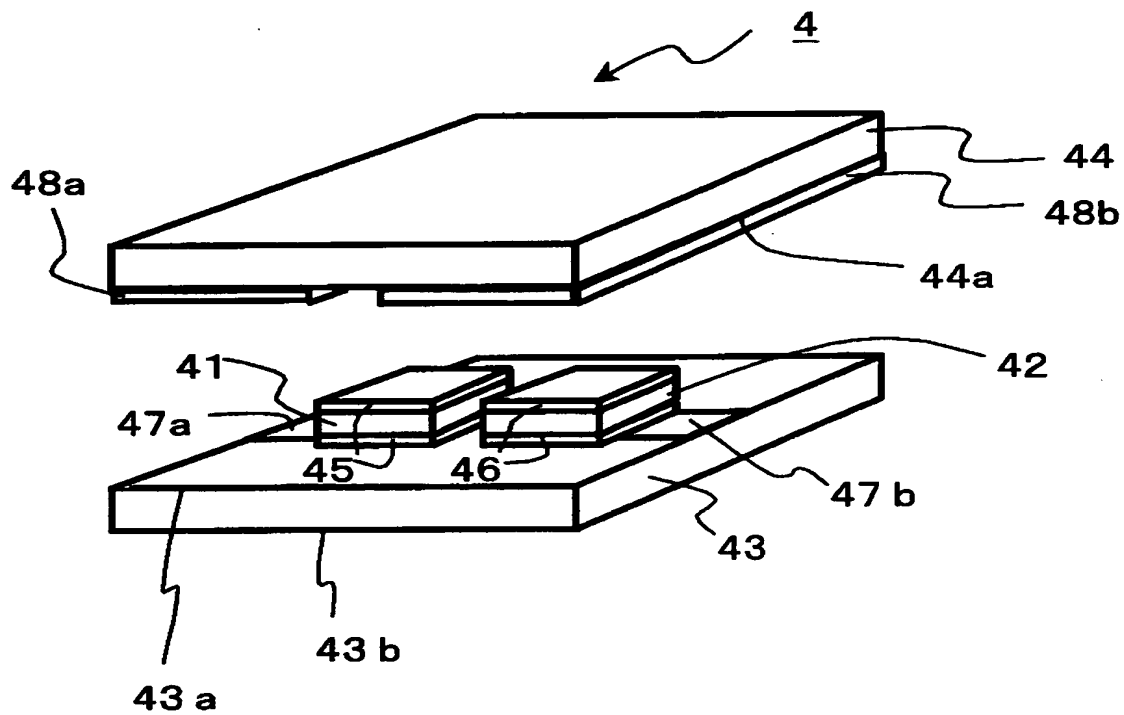
【図2】



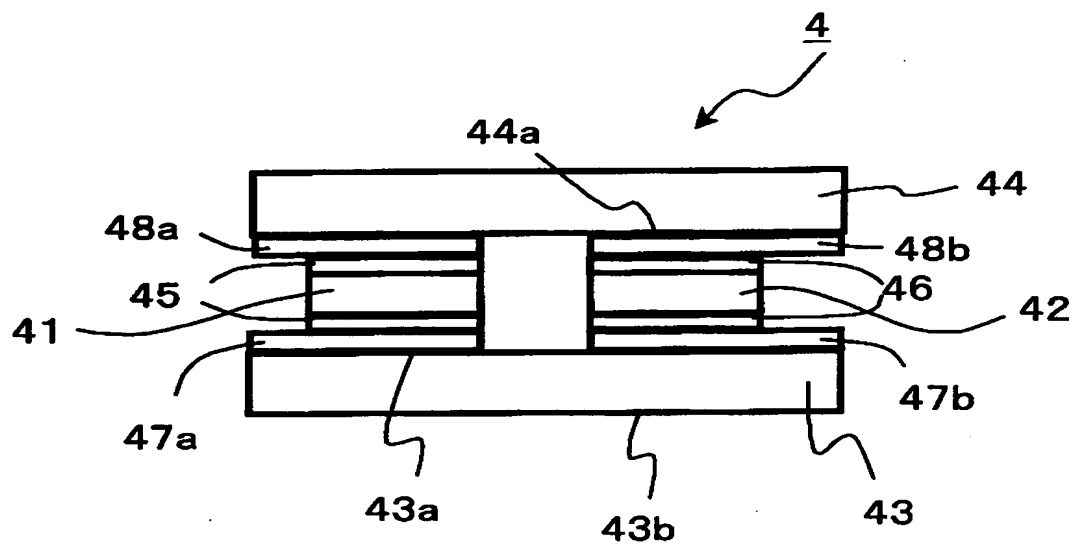
【図 3】



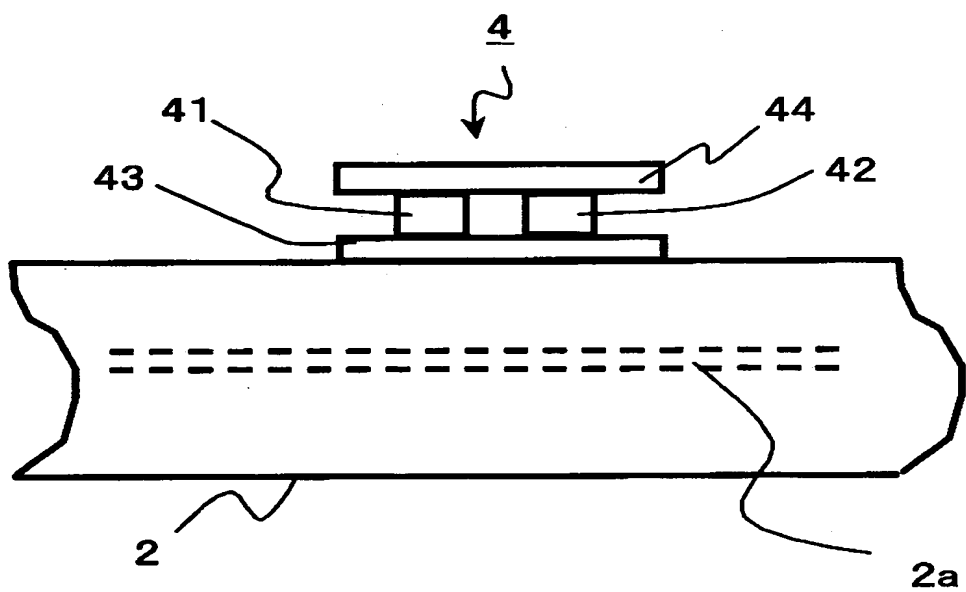
【図 4】



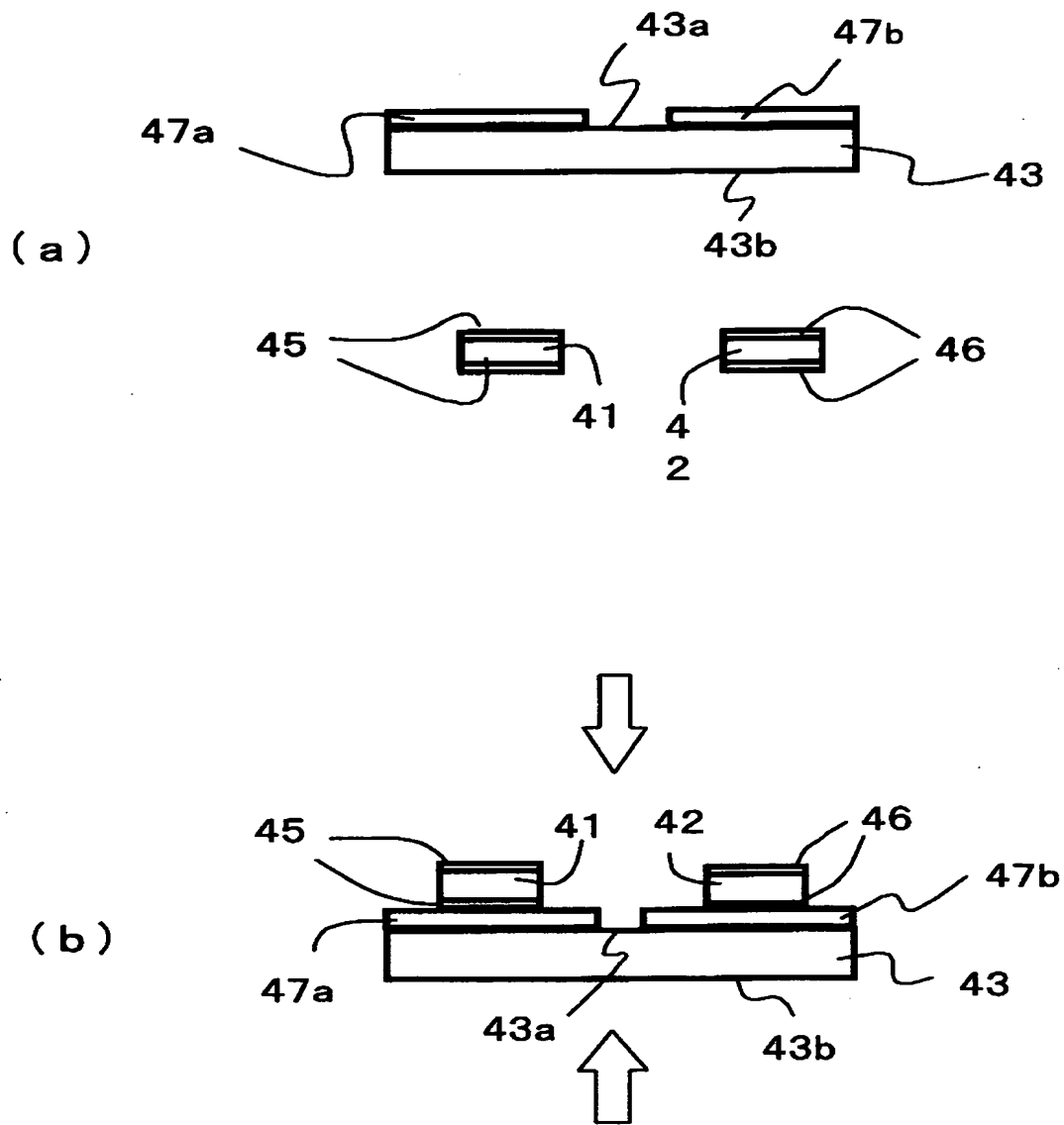
【図 5】



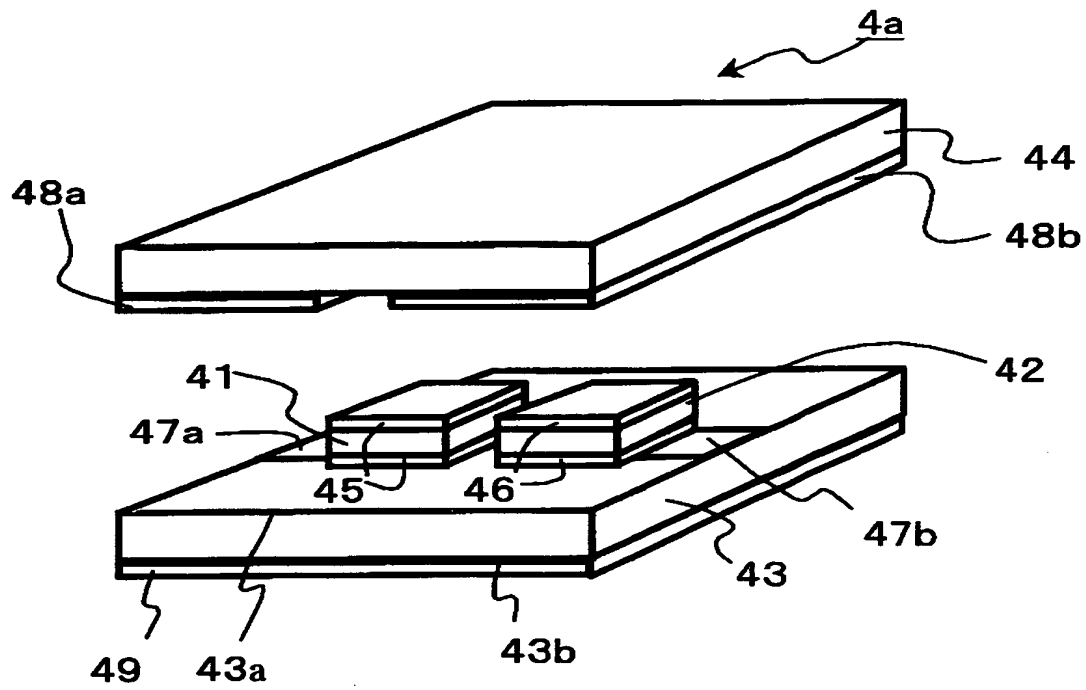
【図 6】



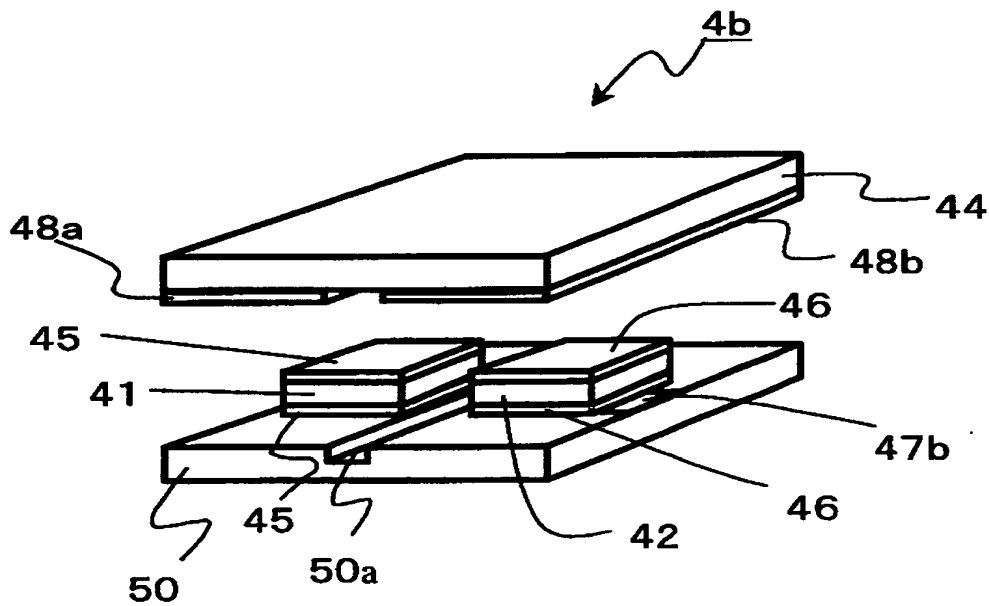
【図 7】



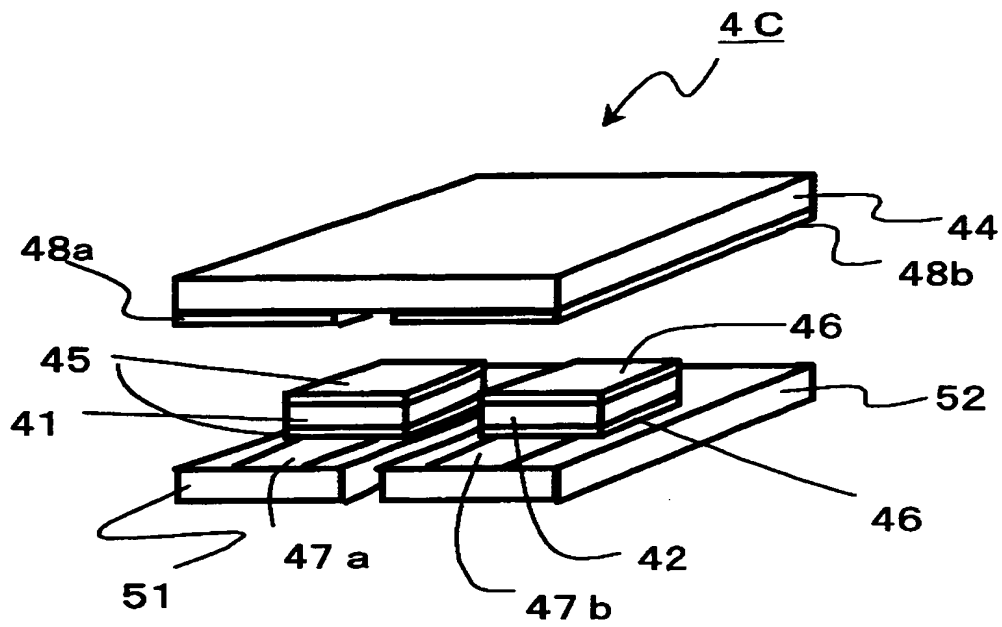
【図 8】



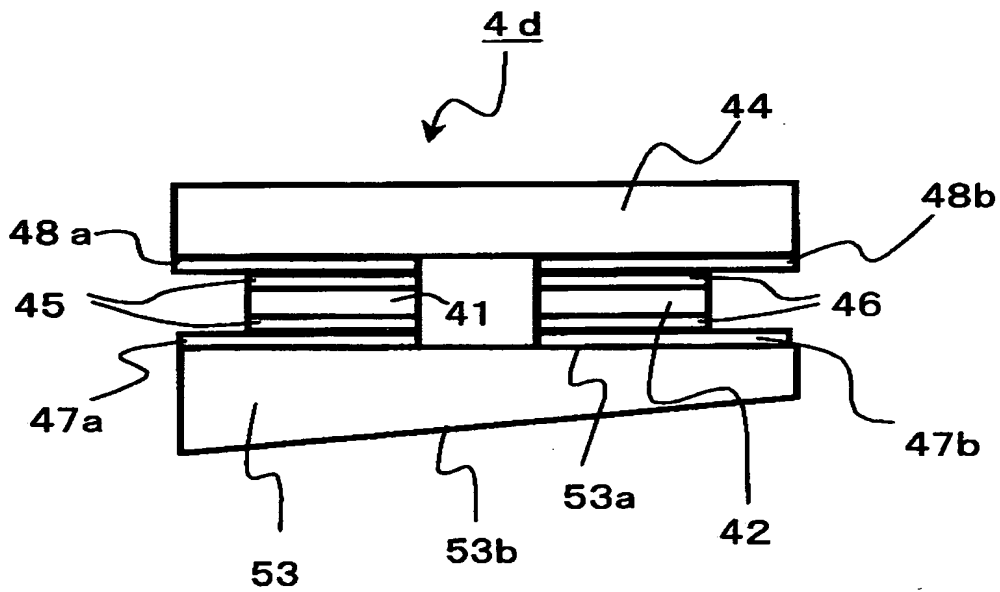
【図 9】



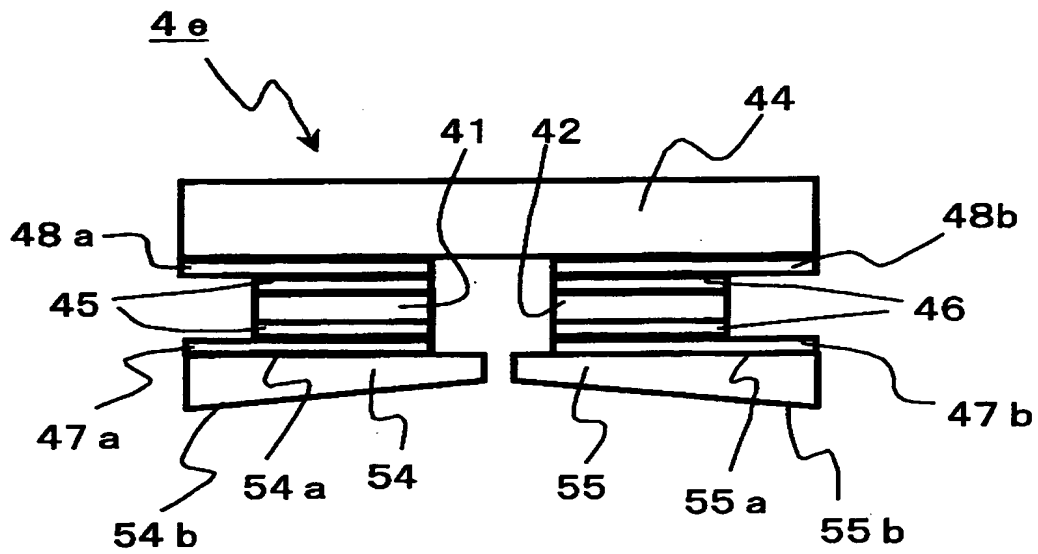
【図10】



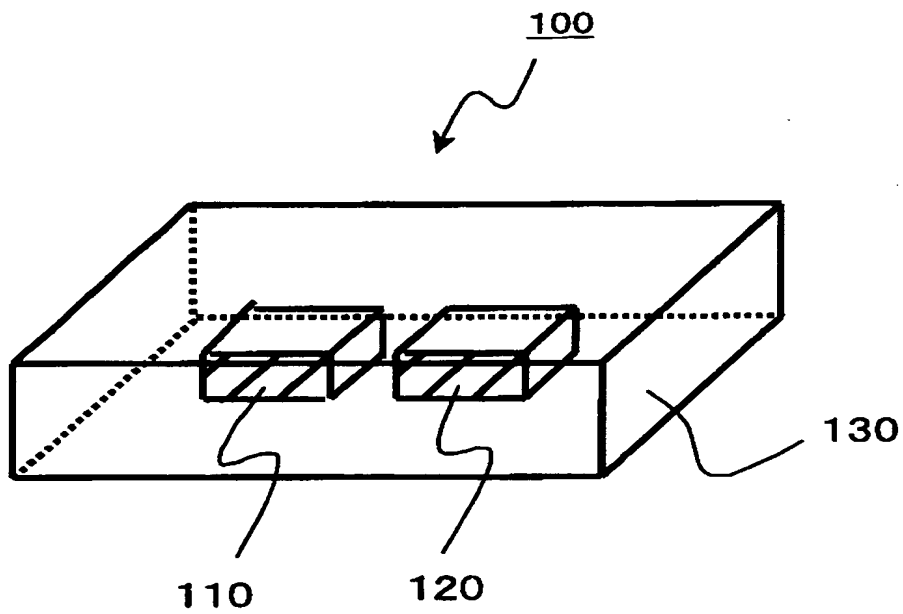
【図11】



【図 12】



【図 13】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 超音波送信用の圧電素子と超音波受信用の圧電素子とを精度良く配置することで、品質のばらつきが生じにくい脈検出装置、及びその製造方法を提供する。また、脈検出装置において脈の検出感度を向上させる。

【解決手段】 入力された駆動電圧信号に従って励振して超音波を発生し、該超音波を生体内に送信する送信用圧電素子 4 1 と、生体内に送信された超音波が生体の血流によって反射した反射波を受信して電圧信号に変換する受信用圧電素子 4 2 と、を送受信基板 4 3 の一面 4 3 a 上に配置する。また、処理演算部は、送信用圧電素子 4 1 が発生した超音波の周波数と、受信用圧電素子 4 2 が受信した反射波の周波数と、を比較して脈を検出する。

【選択図】 図 4

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000002325]

1. 変更年月日	1997年 7月23日
[変更理由]	名称変更
住 所	千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地
氏 名	セイコーインスツルメンツ株式会社